

⑪ 公開特許公報 (A)

昭57-66735

⑫ Int. Cl.³
A 61 B 5/02識別記号
102府内整理番号
6530-4C

⑬ 公開 昭和57年(1982)4月23日

発明の数 1
審査請求 未請求

(全 4 頁)

④ 積算脈拍計

- ② 特 願 昭55-142253
 ② 出 願 昭55(1980)10月11日
 ② 発明者 万井正人
 京都市左京区一乗寺出口町1
 ② 発明者 荒井浅治郎

京都市伏見区向島二ノ丸町151
 の4向島ニュータウン2B-C1
 04

- ② 出願人 株式会社山岡製作所
 京都市左京区聖護院蓮華藏町8
 ② 代理人 弁理士 中沢謹之助

明細書

発明の名称

積算脈拍計

特許請求の範囲

脈拍信号検出器からの脈拍信号を入力として1分間当たりの脈拍数に対応する電圧を出力する P/V 変換器、安静時の脈拍数に対応する電圧を設定する設定器、前記 P/V 変換器の出力電圧から前記設定器の出力電圧を減算する減算器、前記減算器の出力電圧に応じた1分間当たりバ尔斯数を出力する V/P 変換器、前記 V/P 変換器からの出力バ尔斯を入力とする積算カウンタ及び前記積算カウンタのカウント値をデジタル表示する表示器とともに計測表示回路を構成し、これを携帯可能なケースに収納してなる積算脈拍計。

発明の詳細な説明

この発明は積算脈拍計に関する。

体力を鍛錬し、増進するためには適当な運動が必要とされている。必要な運動量は各個人に応じて定められるものであるが、運動結果の運動量が

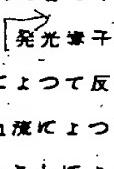
予め定められた値に到達したか否かを判定するには、その運動量を何らかの形で計測する必要となる。この運動量の計測の一手法として脈拍数が挙げられ、運動によつて増加した脈拍数の積算値をもつて運動量の量的判定を行なうことが考えられている。しかしこの場合問題となるのは、実際運動しているときに脈拍数を測定しなければならないため、計測装置が被検者によつて携帯が可能な程度の規模のものでなければならぬ。

又運動中の脈拍数が重要ではなく、運動中の脈拍数が、非運動時の脈拍数よりどれだけ増加したかが重要であり、この増加分の積算値を計測する必要がある。更に各瞬時の積算値は被検者が任意に知ることができるように表示しなければならない。

この発明は運動による増加脈拍数の積算を携帯可能に構成によつて、かつ表示可能に実現することを目的とする。

この発明の実施例を以下即によつて説明する。

1は脈拍信号を検出する検出器で、被検者の身体の一端に装着され、脈拍に応じた電気信号を出力

する。図の例は検出器本体1a、押球1b、两者を連結する弾性のバネ(たとえばピアノ線)1c及び添板1dから構成される。検出器本体1aの表面に発光電子(たとえば発光ダイオード)と、受光電子(たとえばホトダイオード)を備えている。そして第1図に示すように被検者の耳介2の裏面に検出器本体1aの表面をあてがい、押球1bを耳介2の表面から、バネ1cの弾力によつて押しつける。これによつて検出器1は耳介2に確実に装着される。発光電子からの光は耳介2内に反射され、血管によつて反射されて受光電子に到達する。血管の血流によつて受光電子への到達反射光量が変化することによつて、血流したがつて脈拍が検出されることとなる。この検出信号を脈拍信号として利用する。

3は計測に必要な回路を収納するケースで検出器1からの脈拍信号がリード線4を介して与えられる。ケース3は被検者が携帯可能な程度の大きさとされる。具体的には被検者の被服のポケットに収納できる程度の大きさとしてある。被検者は

そのもので、そのカウント値はバイナリコードで出力される。10は表示切換器である。

11は安静時の脈拍数を設定する設定器で、たとえば可変電圧発生器からなり、つまみを調整するとこれに応じた直流量が出力される。この出力特性は前記 P/V の特性と一致するように構成されている。12は P/V 変換器6の出力から、設定器11の出力を減算する減算器、13は前記 V/P 変換器8と同じ特性の V/P 変換器、14は積算カウンタで、 V/P 変換器13からの出力パルスを積算カウントする。15は子のセフト端子、16は同リセフト端子である。

運動中の増加脈拍数の検査に際し、その前に安静時の脈拍数を知る必要があり、この計測のためには、被検者を安静状態としておき、まず切換器7、8を顯示するように位置に切換えておく。検出器1からの脈拍信号に基いて P/V 変換器6からの電圧は切換器7を経て V/P 変換器8に送られ、ここで脈拍数と同じ周波数のパルスに復調されてからカウンタ9によりカウントされる。そのカウント

ポケットに入れておいてもよいし、掌中につかんでいてもよい。ケース3の外面には後記するマイナ、設定器などの機器が装備されるほか、表示器(デジタル表示器)5が設置される。

第2図はケース3に収納される計測表示のためのプロック図を示す。検出器1からの脈拍信号は P/V 変換器6に与えられ、ここで脈拍信号の1分間当たりの数に比例する電圧が発生される。その特性曲線の一例を示したのが第3回で、1分間当たりの脈拍数(以下単に脈拍数と呼ぶ)。

き1V、200のとき2Vの直流量

牛するよう構成されている。7は切換器、8は V/P 変換器で、これには入力として直流量が与えられ、この電圧に応じた周期のパルスを出力する。その特性曲線の一例を示したのが、第3回で、入力電圧が1Vのとき、1分間当たり100のパルスが出力され、又2Vのとき200のパルスが出力されるようになつていふ。9はカウンターで V/P 変換器8からの出力パルスをカウントする。このカウンタ9は1分間当たりの出力パルスをカウントす

る。10は切換器10を経て表示器5に送られ表示器5にデジタル表示される。なお安静時の脈拍数が既知であれば以上の操作は省略してもよい。

次に設定器11による設定電圧を、さきの表示電圧に応じて設定する。そのため切換器7を1側に切換えて設定器11からの電圧を V/P 変換器8に入力する。この入力電圧に応じたパルスが V/P 変換器8に与えられ、その出力パルスにしたがう脈拍数が前記したと同様に表示器5に表示される。したがつてこの表示値が、さきの安静時の脈拍数と一致するまで設定器11を調整する。これが一致したとき、設定器11には安静時の脈拍数に応じた電圧が設定されたことになる。

ついで運動の開始にさきだつて切換器10を1側に切換え、又セフト端子15に信号を与えて積算カウンタ14をセフトする。以上の操作を終えたら運動を開始する。運動開始にともなつて被検者の脈拍数は増加する。その脈拍数に応じた P/V 変換器6からの出力電圧は減算器12に与えられる。減算器12には設定器11からの、安静

時の脈拍数に応じた電圧が皮耳に入力されているので、両電圧の差の電圧が V_F 変換器 13 に与えられ、その入力電圧に応じた 1 分間当たりのパルスを出力する。この出力パルスは順次積算カウンタ 14 にカウントされていく。このカウント値は表示器 5 に表示される。

第 5 図は安静時の脈拍数が 65 の被験者についての運動例を示す。運動を開始したことによつて脈拍数が次第に増加し、これが 120 に到達したときその運動を停止して休止状態に入つた。休止したことによつて脈拍数は次第に減少し、或る時間で通過したとき安静時の脈拍数にもどる。したがつて積算時間は運動を開始してから安静時の脈拍数にもどるまでであり、その積算図は斜線を附した範囲である。他の例は前記した休止状態を或る時間だけ経けてから再び運動を開始した例を示す。これによる脈拍数の増加分は、リセット端子 16 にリセット信号が与えられるまで積算される。1 回の運動に際しての運動量を求めようとすると、それは、1 回の運動が終了したときの表示器 5 の表

示を読みよとく、その都度標準カウンタ 14 をリセットすればよい。又決められた時間内に決められた運動量が要求されるときは、その運動量に見合ひ表示値が表示器 5 に表示されるまでリセットしないようにすればよい。

この発明において P/V 変換器 6 を使用して脈拍数に応じて直流電圧を出力するようにした理由は次のとおりである。すなわちこの発明では運動中の脈拍数から安静時の脈拍数を減算することが要求されるが、この場合脈拍数のデジタル値の引算によつてそれが可能であるにしても、デジタル値の引算のための構成は極めて複雑であり、小型化ができない。しかし、アナログ値の引算は極めて簡単であり、そのための構成も 1 個の演算増幅器と数個の抵抗でよいので簡単である。

上記の構成において、原理的には P/V 変換器 6 は、検出器 1 からの脈拍信号を 1 分間にわたつてカウントした値に応じて直流電圧を出力し、又カウンタ 9、14 は V_F 変換器 8、13 からの出力パルスを 1 分間当たりカウントすればよい。この場合表

示器 5 の表示値は 1 分毎に更新されるとみなす。しかし、これでは 1 分間またなければならぬいため極めて不便である。これを避けるためにには次の上に述べたとよい。すなわちたとえば一定周期のクロフクパルスを用意し、それをひとつの脈拍信号を検出したときから次の脈拍信号が検出されるまでカウントする。このカウント値は脈拍信号の周期に対応するので、 V_F 変換器 6 はこのカウント値に応じて直流電圧を出力するようになればよい。同じように P/V 変換器 8 は入力電圧に応じた周波のパルスを出力するようにして、その出力パルスをカウンタ 9 が 1 分以内の短かい単位時間だけカウントする。たとえば脈拍数が 60 であると、 P/V 変換器 8 からは周期が $\frac{1}{60}$ 秒のパルスが出力されるとのとすると、カウンタ 9 はこれを単位時間たとえば 1 秒間カウントすると、そのカウント値は 60 となる。このとき表示器 5 は 60 を表示するようになる。脈拍数が 60 になつたとする。と、 P/V 変換器 8 からは周期が $\frac{1}{60}$ 秒のパルスが出力され、カウンタ 9 はこれを 1 秒間カウントす

ればそのカウント値は 80 となり、表示値も 80 となる。以上のようになれば短かい単位時間で経過する毎に、表示器 5 の表示は更新される。すなわち各瞬時の脈拍数を知ることができるとみなす。

V_F 変換器 13、積算カウンタ 14 についても同様である。たとえば運動中にいて、脈拍数がたとえば 65 から 75 に増加したとすると、積算器 12 からはその差の 10 に対応する電圧が出力される。すると V_F 変換器 13 からは周期が $\frac{1}{10}$ 秒のパルスが出力される。積算カウンタ 14 は常にこの出力パルスを累算してカウントしていればよい。その累算値は表示器 5 に送り表示される。なお積算カウント中に、切換部 10 を反側に切換すると、そのときの脈拍数が表示器 5 に表示される。その表示中でも積算カウンタ 14 の積算動作は継続している。

以上詳述したようにこの発明によれば各変換器カウンタ、表示器などによつて構成されることになり、携帯可能なケース内に収納でき、したがつ

て運動中でも增加脈拍数の積算値を簡単に計測できるようにならしとくに、安静時の脈拍数を控除した脈拍数だけを積算するのにアナログ量の引算によって計測しているので、その構成は極めて簡単となり、更に前記ケースに表示器を設置していくので運動中でも被検者は積算値を容易に知ることができるようになるといつた効果を挙げる。

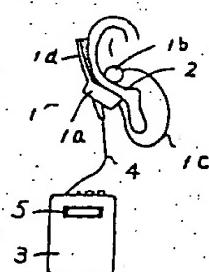
図面の略図を説明

第1図はこの発明の実施例を示す構成図。第2図は計測表示のためのブロック線図。第3図、第4図は特性曲線図。第5図は動作例を示すタイムチャート図である。

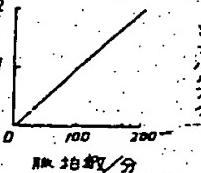
1 接出器、3 ケース、5 表示器、6 F/V 変換器、11 設定器、12 積算器、13 V/F 変換器、14 積算カウンタ

特許出願人 株式会社山岡製作所
代理人 中沢 雄之助

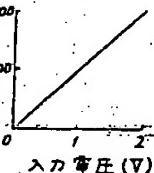
第1図



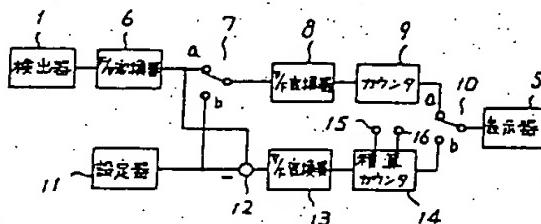
第3図



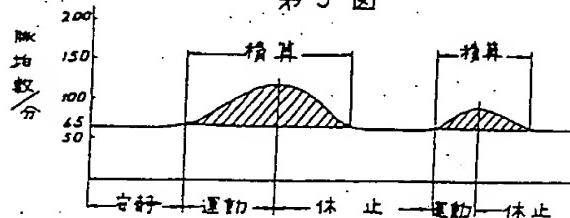
第4図



第2図



第5図



JP-A-57-66735

Light from a light emitting element is projected to an auricle 2 and reflected by a blood vessel to reach a light receiving element. The quantity of reflected light reaching the light receiving element is changed depending on the blood flow of the blood vessel, so that the blood flow, that is, a pulsation is detected. A detecting signal is used as a pulsation detecting signal.